

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : **06-070902**

(43)Date of publication of application : **15.03.1994**

(51)Int Cl

A61B 5/055

A61B 1/00

G01R 33/30

(21)Application number : **04-229722**

(71)Applicant : **HITACHI LTD**

(22)Date of filing : **28.08.1992**

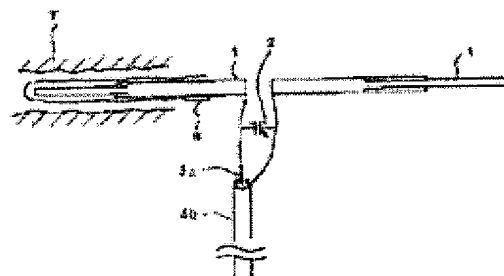
(72)Inventor : **OCHI HISAAKI
YAMAMOTO ETSUJI
TAKAHASHI TETSUHIKO
MURAKAMI YOSHIKI
MATSUNAGA YOSHIKUNI**

(54) MRI DEVICE AND ENDOSCOPE PROBE FOR MRI

(57)Abstract:

PURPOSE: To provide a small-sized probe for MRI and a MRI device using the same, which can be inserted in a very narrow place such as a blood vessel and image-pick up in a wide range at an insert region by using a dipole antenna or a sleeve antenna equivalent.

CONSTITUTION: A dipole antenna for feeding electric power to an intermediate part between two bar conductors, monopoles 1 arranged side by side is used as an endoscope probe for MRI. The diameter of the monopole 1 is allowed to be 1mm or less, and an insulating coating 8 for preventing penetration of water is installed thereon, whereby the probe can be inserted in a very small part 7 of a living body. At this time, a part of the monopole 1 is formed using a conductor easy to be deformed such as a mesh-like metal, conductive plastics, bellows and the like so as to be bent, so that the insertion in the living body 7 can be facilitated. At need, the monopole 1 can be divided into several parts to be slid, whereby the length of the monopole 1 is controlled.



(19)日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11)特許出願公開番号

特開平6-70902

(43)公開日 平成6年(1994)3月15日

(51)Int.Cl. ⁵	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 5/055				
1/00	3 0 0 D	8119-4C		
G 0 1 R 33/30		8932-4C	A 6 1 B 5/ 05	3 5 0
		8932-4C		3 5 5
審査請求 未請求 請求項の数 6(全 5 頁) 最終頁に続く				

(21)出願番号	特願平4-229722	(71)出願人	000005108 株式会社日立製作所 東京都千代田区神田駿河台四丁目6番地
(22)出願日	平成4年(1992)8月28日	(72)発明者	越智 久晃 東京都国分寺市東恋ヶ窪1丁目280番地 株式会社日立製作所中央研究所内
		(72)発明者	山本 悦治 東京都国分寺市東恋ヶ窪1丁目280番地 株式会社日立製作所中央研究所内
		(72)発明者	高橋 哲彦 東京都国分寺市東恋ヶ窪1丁目280番地 株式会社日立製作所中央研究所内
		(74)代理人	弁理士 小川 勝男
		最終頁に続く	

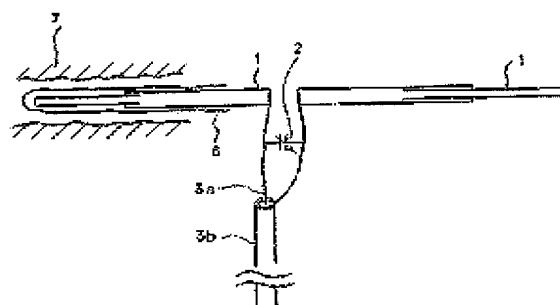
(54)【発明の名称】 MR I 装置およびMR I 用内視鏡プローブ

(57)【要約】

【構成】MR I 用内視鏡プローブとして一点または複数の点から給電されたダイポールアンテナを用いる。また、ダイポールアンテナと等価なスリーブ・アンテナを用いる。ダイポールアンテナのモノポール1の直径を1mm以下で作成し、ダイポールアンテナのモノポール部分の長さを調節する手段を設け、モノポール部分を同軸給電線の外部導体3bと同様にメッシュ状金属や導電性プラスチック、ペローなどの変形の容易な導体を用いて形成する。

【効果】カテーテルのようにして、血管など生体内の微小部分に挿入でき、モノポール部分の長さを調節し周波数帯域を選ぶことができる。

図 4



(2)

特開平6-70902

1

2

【特許請求の範囲】

【請求項1】 静磁場発生部と高周波磁場送受信用プローブとを含むMR I装置において、静磁場内に置かれた被検体からの核磁気共鳴信号を計測するプローブとして、前記被検体の内部に挿入可能な、一点または複数の点から給電されたダイポールアンテナを用いることを特徴とするMR I装置。

【請求項2】 請求項1において、前記ダイポールアンテナが前記静磁場の方向とほぼ平行に配置されているMR I装置。

【請求項3】 ダイポールアンテナのモノポール部分の長さを変えることにより、周波数帯域を選択することを特徴とするMR I用内視鏡プローブ。

【請求項4】 請求項3において、前記モノポール部分を変形可能な導体で構成したMR I用内視鏡プローブ。

【請求項5】 請求項4において、前記変形可能な導体が、メッシュ状金属、導電性プラスチック、またはペローのうちのいずれかで構成されるMR I用内視鏡プローブ。

【請求項6】 請求項3において、前記ダイポールアンテナの片方のモノポール部分を、バラン構造を有するスリーブとしたスリーブ・アンテナを用いたMR I用内視鏡プローブ。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、被検体中の水素や炭素からの核磁気共鳴信号を測定し、核の密度分布や緩和時間分布等を映像化する核磁気共鳴撮影装置（以下、MR I装置と呼ぶ）及びそれに用いるMR I用プローブのうち、特に、生体内に挿入若しくは侵入可能なMR I装置及びMR I用内視鏡プローブに関する。

【0002】

【従来の技術】 核磁気共鳴撮影装置では、静磁場と直交する方向に高周波磁場を送受信して核磁気共鳴信号を得る。従来、被検体（例えば、人）の関心部位を取り巻く各種の頭部用コイルや腹部用コイル、心臓等の動きの影響を受けにくい表面コイル（ループアンテナ）等を用い、被検体の検査・撮像が行われてきた。しかし、さらに高感度・高空間分解能で画像化することが重要なテーマとなっている。

【0003】 高感度、高空間分解能化を實現する方法として体内挿入用小型プローブを用いたMR I内視鏡がある。一般に、MR I内視鏡では生体の胃や食道、腸、血管などを撮影する。従来例として、小型のループアンテナを用いた直腸用MR I内視鏡（特開平2-277440号公報）がある。

【0004】 図1のように内視鏡プローブとしてループアンテナを用いる場合、ループアンテナはループ11の面と垂直方向の高周波磁場を受信する。即ち、プローブ（ループ11）の面の上下の生体部12で感度を有す

る。なおMR Iでは、静磁場方向と直交した面内の高周波磁場を受信するので、ループ11の面の法線が静磁場方向12と直交するようにループアンテナを配置する。

【0005】 一方、通信の分野における高周波電磁場の送受信には、ループアンテナ以外にダイポールアンテナが広く用いられている（電子通信学会編：「アンテナ工学ハンドブック」，オーム社）。またダイポールアンテナの片方のモノポール部分を、バラン構造を有するスリーブとしたスリーブ・アンテナは、その指向性が全方向性であることを利用して、移動無線用などに用いられている。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】 これまで、MR I用内視鏡プローブとしてループアンテナが用いられてきたが、ループアンテナは導体でループを構成するため小型化が難しく、血管などへの挿入は困難であった。また、ループアンテナの小型化のためループ面積を小さくすると、視野（感度を有する部分）が狭くなるという問題があった。また、ダイポールアンテナやスリーブ・アンテナも、通信用に用いられているのみで、直ちにMR I用プローブに利用できる状況ではなかった。

【0007】 本発明の目的は、このような問題を解消するため、血管など非常に細い場所への挿入が可能で、かつ挿入部位で広範囲に撮像可能な小型のMR I用プローブとそれを用いたMR I装置を提供することにある。

【0008】

【課題を解決するための手段】 上記目的を達成するため、本発明は、静磁場発生部と高周波磁場送受信用プローブとを含むMR I装置において、静磁場内に置かれた被検体からの核磁気共鳴信号を計測するプローブとして、被検体内部に挿入可能な、一点または複数の点から給電されたダイポールアンテナを用いる。ダイポールアンテナが静磁場の方向とほぼ平行に配置され、ダイポールアンテナのモノポール部分の長さを変え周波数帯域を選択する。モノポール部分を、メッシュ状金属、導電性プラスチック、またはペローのように変形可能な導体で構成する。さらに、ダイポールアンテナの片方のモノポール部分を、バラン構造を有するスリーブとしたスリーブ・アンテナを用いる。

【0009】

【作用】 MR I用内視鏡プローブとしてダイポールアンテナまたはダイポールアンテナと等価なスリーブ・アンテナを用いることにより、小型化が可能となり、血管など、径の小さい管内に挿入可能なプローブが實現でき、微小領域の撮像が可能となる。あるいはダイポールアンテナのモノポール部分の長さを調節する手段を設けることにより、周波数帯域を選ぶことができる。あるいはモノポール部分を変形の容易な導体を用いて形成するの

3

径を1mm以下で作成することにより、カテーテルのようにして、血管など生体内の微小部分に挿入することができる。

【0010】また、図2のように、ダイポールアンテナ15はその円周方向16に高周波磁場を作る。従って、図3のように静磁場方向12とほぼ平行に挿入したダイポールアンテナ15に近接する生体部分14で感度を有し、血管など生体内の微小部分の撮像をダイポールアンテナ15を挿入した広範囲な領域で行なうことが可能となる。

【0011】

【実施例】図4は本発明による第1の実施例であるダイポールアンテナを用いるMRI用内視鏡プローブを示す。ダイポールアンテナとは、図4に示すように棒状導体であるモノポール1を2個並べ、その間の部分に給電するアンテナである。このモノポール1の直径を1mm以下とし、水分の侵入を防ぐための絶縁皮膜8を装着することにより、MRI用内視鏡プローブをカテーテルのようにして、例えば血管など生体内の微小部分7に挿入する。このとき、モノポール1の部分を、同軸給電線3の外部導体3bと同様にメッシュ状金属や導電性プラスチック、ペローなどの変形の容易な導体を用いて形成し、折り曲げることを可能とすることにより、生体7への挿入が容易になる。

【0012】一般に、MRIではプローブの共振周波数をNMR共鳴周波数に合わせて使用する。NMR共鳴周波数は核種と静磁場強度によって決まり、代表的な核種である水素の静磁場強度1.5テスラでのNMR共鳴周波数は約63MHz、静磁場強度4.7テスラでのNMR共鳴周波数は約200MHzである。静磁場強度1.5テスラのMRI装置で、半波長ダイポールアンテナを用いて、水素を対象に撮像を行うとき、ダイポールアンテナの全長は約2.4m(アンテナの材料として一例として銅を仮定した)となる。また、静磁場強度4.7テスラでは半波長ダイポールアンテナの全長は約0.75mとなる。

【0013】必要に応じて図4のようにモノポール1を数個に分割して、それぞれをスライド可能にすることで、モノポールの長さを調節することにより、周波数帯域を撮影する核に固有の共鳴周波数に合わせることができ、また、従来技術と同様に給電部のコンデンサ2を可変にすることにより周波数の微調整を行うことができる。なお、モノポール1の部分を折り返す、あるいは螺旋状に巻くことにより、よりアンテナ長を短縮させることができる。

【0014】また、一般にMRI装置では静磁場と直交する方向に高周波磁場を送受信して核磁気共鳴信号を得る。図2のように、ダイポールアンテナ15はその円周方向16に高周波磁場を作るので、図3のように静磁場方向12とほぼ平行にダイポールアンテナ15を挿入すると、挿入されている近接する生体部分14で感度を有する。MRI分野で公知の技術を用いて位置情報を得ることにより、図5に示すように、ダイポールアンテナ15が挿入されている広範囲にわたり、血管内壁21の微細構造や、心臓の弁22など生体内の微小部分を撮像できる。

(3)

特開平6-70902

4

10

と挿入されている近接する生体部分14で感度を有する。MRI分野で公知の技術を用いて位置情報を得ることにより、図5に示すように、ダイポールアンテナ15が挿入されている広範囲にわたり、血管内壁21の微細構造や、心臓の弁22など生体内の微小部分を撮像できる。

【0015】図6は、本発明による第2の実施例であり、スリーブ・アンテナを利用したMRI用内視鏡プローブを示す。一般にスリーブ・アンテナはスリーブ4の長さを1/4波長にすると、等価的に図7に示すようなダイポールアンテナ5に置き換えることができる。従って、スリーブ4の長さを調節する手段を設けることにより、周波数帯域を選ぶことができる。このMRI用内視鏡プローブのスリーブ4の部分を、同軸給電線3の外部導体3bと同様にメッシュ状金属や導電性プラスチック、ペローなどの変形の容易な導体を用いて形成し、折り曲げることを可能とし、直径を1mm以下で作成することにより、カテーテルのようにして、血管など生体内の微小部分に挿入し、MRI分野で公知の技術を用いて生体を撮像できる。

【0016】静磁場強度4.7テスラでは、図8のMRI用内視鏡プローブのモノポール1の長さとしてスリーブ4の長さをそれぞれ0.375mにすることにより、大腿静脈からMRI用内視鏡プローブを挿入し、挿入された広範囲の領域にわたり、血管内壁21の微細構造や、心臓の弁22など生体内の微小部分を撮像できる。

【0017】なお、本発明はここに示した例に限らず、図9のように複数の点から給電されたダイポールアンテナにも適用可能であり、同様に生体内の微小部分に挿入することができる。

【0018】

【発明の効果】本発明によればMRI用内視鏡プローブとしてダイポールアンテナを用いることにより、小型かつ単純な構成で、血管などの微小な場所へ内視鏡を挿入し、挿入された広範囲の領域で生体を撮像できるMRI装置を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】ループアンテナを用いる内視鏡プローブの従来例の説明図。

【図2】ダイポールアンテナが作る高周波磁場の方向を示す説明図。

【図3】ダイポールアンテナの軸方向と静磁場方向との関係、及びダイポールアンテナが感度を有する生体部分を示す説明図。

【図4】本発明による第1の実施例であるダイポールアンテナを用いるMRI用内視鏡プローブを示す説明図。

【図5】本発明による第1の実施例のMRI用内視鏡プローブを用いて撮像できる血管内壁と心臓の弁など生体部分を示す説明図。

【図6】本発明による第2の実施例であるスリーブ・ア

(4)

特開平6-70902

5

6

ンテナを用いるMR I用内視鏡プローブを示す断面図。

【図7】スリーブ・アンテナの斜視図。

【図8】本発明による第2の実施例のMR I用内視鏡プローブを用いて撮像できる血管内壁と心臓の弁など生体部分を示す説明図。

【図9】複数の点から給電されるダイポールアンテナを*

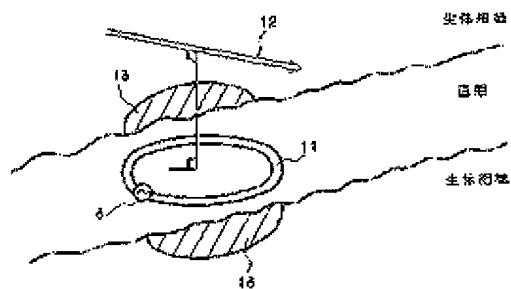
* 示す説明図。

【符号の説明】

1---モノポール 2---コンデンサ、3---同軸給電線、3 a---同軸給電線の内部導体、3 b---同軸給電線の外部導体。

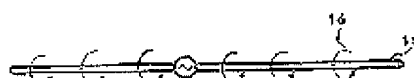
【図1】

図 1



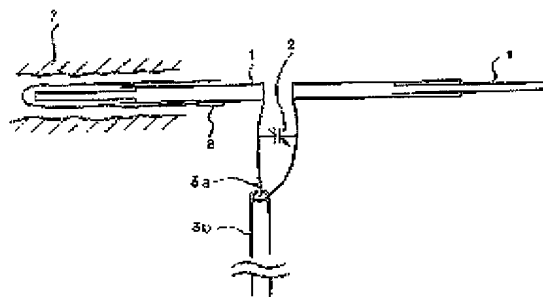
【図2】

図 2



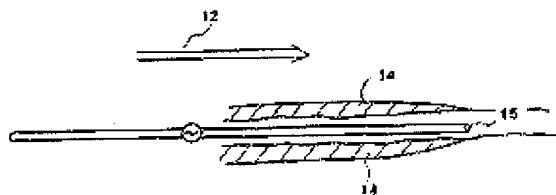
【図4】

図 4



【図3】

図 3



【図9】

図 9

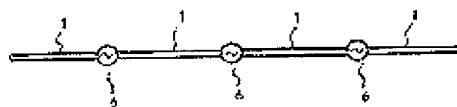
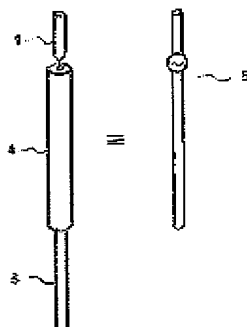
【図6】

図 6



【図7】

図 7

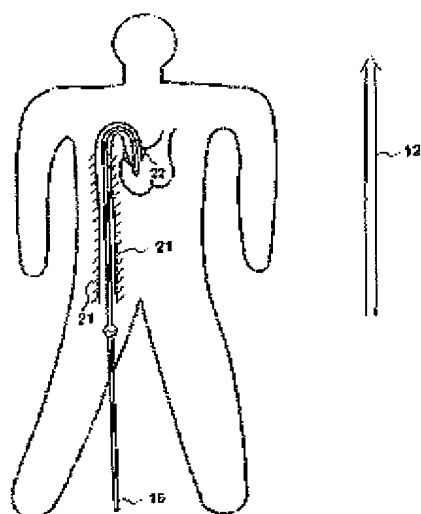


(5)

特開平6-70902

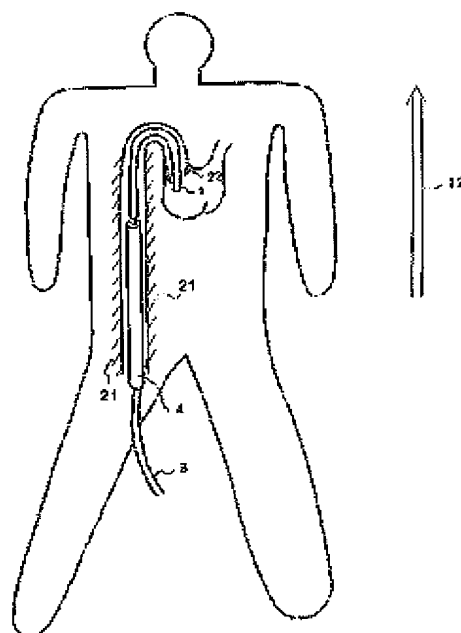
【図5】

図 5



【図8】

図 8



フロントページの続き

(51)Int. Cl.³

識別記号

庁内整理番号
9118-2J

F I

G O I N 24/04

技術表示箇所

A

(72)発明者 村上 芳樹

東京都国分寺市京恋ヶ窪1丁目280番地
株式会社日立製作所中央研究所内

(72)発明者 松永 良国

東京都国分寺市京恋ヶ窪1丁目280番地
株式会社日立製作所中央研究所内